

09/914928



EV
REC'D 07 APR 2000
WIPO PCT

BREVET D'INVENTION

CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION

COPIE OFFICIELLE

Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

Fait à Paris, le 28 JAN. 2000

PRIORITY DOCUMENT

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

Pour le Directeur général de l'Institut
national de la propriété industrielle
Le Chef du Département des brevets

Martine PLANCHE

INSTITUT
NATIONAL DE
LA PROPRIETE
INDUSTRIELLE

SIEGE

26 bis, rue de Saint Petersbourg
75800 PARIS Cedex 08
Téléphone : 01 53 04 53 04
Télécopie : 01 42 93 59 30



26 bis, rue de Saint-Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08
Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 93 59 30

REQUÊTE EN DÉLIVRANCE

Confirmation d'un dépôt par télécopie

Cet imprimé est à remplir à l'encre noire en lettres capitales

Réserve à l'INPI

DATE DE REMISE DES PIÈCES	23/03/99
N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL	99 03588
DÉPARTEMENT DE DÉPÔT	75
DATE DE DÉPÔT	23 MARS 1999

1 NOM ET ADRESSE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE
À QUI LA CORRESPONDANCE DOIT ÊTRE ADRESSÉE

BREVATOME
3, rue du Docteur Lancereaux
75008 PARIS
422-5/S002

2 DEMANDE Nature du titre de propriété industrielle

- brevet d'invention demande divisionnaire
 certificat d'utilité transformation d'une demande de brevet européen



Établissement du rapport de recherche

- différé immédiat

Le demandeur, personne physique, requiert le paiement échelonné de la redevance oui non

Titre de l'invention (200 caractères maximum)

**DISPOSITIF D'IMAGERIE DE RAYONNEMENT X ET PROCEDE DE REALISATION
D'UN TEL DISPOSITIF.**

3 DEMANDEUR (S) n° SIREN

code APE-NAF

Nom et prénoms (souligner le nom patronymique) ou dénomination

Forme juridique

**COMMISSARIAT A L'ENERGIE ATOMIQUE
Etablissement de Caractère Scientifique,
Technique et Industriel**

Nationalité (s) **Française**

Adresse (s) complète (s)

Pays

31, 33 rue de la Fédération 75015 PARIS

France

En cas d'insuffisance de place, poursuivre sur papier libre

4 INVENTEUR (S) Les inventeurs sont les demandeurs oui non Si la réponse est non, fournir une désignation séparée

5 RÉDUCTION DU TAUX DES REDEVANCES requise pour la 1ère fois requise antérieurement au dépôt : joindre copie de la décision d'admission

6 DÉCLARATION DE PRIORITÉ OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE LA DATE DE DÉPÔT D'UNE DEMANDE ANTIÉRIEURE

pays d'origine

numéro

date de dépôt

nature de la demande

7 DIVISIONS antérieures à la présente demande n°

date

n°

date

8 SIGNATURE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE

(nom et qualité du signataire)

G. BRYKMAN
422-5/S002

SIGNATURE DU PRÉPOSÉ À LA RÉCEPTION

SIGNATURE APRÈS ENREGISTREMENT DE LA DEMANDE À L'INPI



**INSTITUT
NATIONAL DE
LA PROPRIÉTÉ
INDUSTRIELLE**

DEPARTEMENT DES BREVETS

26bis, rue de Saint-Pétersbourg B 13124.3 / DB
75800 Paris Cedex 08
Tél. : 01 53 04 53 04 - Télécopie : 01 42 93 59 30

DÉSIGNATION DE L'INVENTEUR

DESIGNATION DE L'INVENTEUR
(si le demandeur n'est pas l'inventeur ou l'unique inventeur)

N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL

99 03588 du 23.03.1999

TITRE DE L'INVENTION :

DISPOSITIF D'IMAGERIE DE RAYONNEMENT X ET PROCEDE DE REALISATION D'UN TEL DISPOSITIF.

LE(S) SOUSSIGNÉ(S)

G. BRYKMAN
c/o Brevatome
25 rue de Ponthieu
75008 PARIS

DÉSIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) (indiquer nom, prénoms, adresse et souligner le nom patronymique) :

Olivier PEYRET 1, rue Malfanjouze
38120 LE FONTANIL

FRANCE

NOTA : A titre exceptionnel, le nom de l'inventeur peut être suivi de celui de la société à laquelle il appartient (société d'appartenance) lorsque celle-ci est différente de la société déposante ou titulaire.

Date et signature (s) du (des) demandeur (s) ou du mandataire

PARIS LE 14 AVRIL 1999

G. BRYKMAN
422-5/S002

DISPOSITIF D'IMAGERIE DE RAYONNEMENT X ET PROCEDE DE
REALISATION D'UN TEL DISPOSITIF

DESCRIPTION

5

Domaine technique

La présente invention concerne un dispositif d'imagerie de rayonnement X, par exemple de grande dimension, apte à fonctionner en mode radiographie ou 10 en mode radioscopie, et le procédé de réalisation d'un tel dispositif.

L'invention s'applique en particulier à l'imagerie médicale.

15 Etat de la technique antérieure

Dans le domaine de l'imagerie radiologique, on distingue deux types d'applications qui diffèrent l'une de l'autre par leur principe d'acquisition. Dans l'application radiographie, une seule image est acquise 20 alors que dans l'application radioscopie, c'est une série d'images qui est acquise au rythme vidéo de vingt cinq images par seconde.

Dans les systèmes de radiographie actuellement mis sur le marché, la prise de l'image est analogique 25 alors que dans les systèmes de radioscopie, elle est numérique.

L'intérêt de l'obtention d'une image numérique est telle (possibilité de traitement de l'image, archivage de données...) que, dans le cas de la 30 radiographie, plusieurs solutions sont proposés pour transformer le signal analogique détecté en signal numérique.

Dans les dispositifs radiographiques, les moyens de détection des rayonnements X comportent des 35 films sensibles aux rayons X et émettant de la lumière,

laquelle est lue par des écrans renforçateurs (par exemple en BaFBr ou en BaFC1).

Un premier mode de réalisation permettant d'obtenir une information numérique consiste à coupler 5 ces films à une caméra vidéo, elle-même couplée à un intensificateur d'image. L'image numérique ainsi obtenue est instantanée mais de qualité médiocre (mauvaise résolution spatiale, faible rendement de conversion, bruit...).

10 Un deuxième mode de réalisation consiste à remplacer le film muni d'écrans renforçateurs par un écran luminescent à mémoire photostimulable. Cet écran garde en mémoire l'énergie stockée pendant l'exposition aux rayonnements X. L'information contenue dans cette 15 énergie est lue en différé après la soumission de l'écran au balayage d'un faisceau laser. Ce mode de réalisation présente les inconvénients suivants : le dispositif radiologique est encombrant, l'image numérique n'est pas obtenue instantanément et le temps 20 de traitement de l'information est long (de 40 à 60 secondes).

Un troisième mode de réalisation consiste à utiliser un détecteur comportant un photoconducteur à base de sélénium mettant en oeuvre le principe de la 25 xéradiographie : la charge initialement créée à la surface du sélénium par effet Corona dépend de la quantité de photons X détectés. Les variations de la charge sont lues par des microsondes par effet capacatif. Après son exposition aux rayons X et la 30 lecture de la charge créée, la couche de sélénium doit être rechargée. Le dispositif radiologique mettant en oeuvre ce mode de réalisation est encombrant et la lecture de l'information est lente, d'environ quinze secondes, excluant son utilisation en mode radioscopie.

Dans les dispositifs utilisés en radioscopie, les moyens de détection numériques comportent un Intensificateur d'Image Radiologique (IIR), appelé aussi amplificateur de brillance. Ce détecteur permet 5 de faire de l'imagerie en temps réel, a une excellente sensibilité mais présente un champ image limité par la taille maximale des tubes à vide (40 cm), une résolution spatiale modeste, des distorsions d'images et un encombrement important.

10 Depuis quelques années, de nouveaux détecteurs bidimensionnels numériques à lecture directe sont apparus, leur utilisation étant toutefois limitée au seul mode radiographie. Ces nouveaux détecteurs ont la particularité de pouvoir être réalisés en grande 15 dimension (par exemple 40×40 cm²).

Sont apparus, d'une part des détecteurs comportant des écrans luminescents associés à une caméra couplée optiquement (CCD), nécessitant une réduction optique pour les grands champs et d'autre 20 part, des détecteurs à panneaux plats à base de silicium amorphe, tels que décrits dans le document référencé [1] en fin de la description.

La technologie de réalisation des panneaux plats à base de silicium amorphe est basée sur celle 25 des afficheurs à cristaux liquides. Un panneau est une matrice de lecture de charge, en silicium amorphe (a-Si:H), comportant des pixels. La lecture du panneau s'effectue avec un système de commutateurs (transistors) avec une commande par les lignes et une 30 lecture par les colonnes. Toute la colonne est lue pendant le balayage et le traitement électronique de la charge est effectué sur une électronique déportée. Ce procédé de lecture génère un bruit important (2 000 à 5 000 électrons).

Il existe deux modes de réalisation d'un détecteur utilisant un tel panneau de lecture :

La réalisation la plus courante consiste à recouvrir chaque pixel du panneau de lecture d'une photodiode et de mettre en contact les photodiodes avec un scintillateur, par exemple en CsI :Tl. Les photodiodes convertissent le rayonnement lumineux en charges électriques lues par le panneau à base de silicium amorphe. Ce type de dispositif présente un problème de rendement lié à la détection indirecte des photons : le signal détecté est de faible amplitude. Par ailleurs, l'utilisation du CsI ne permet pas d'obtenir une bonne absorption des photons par le CsI et des mesures ayant une bonne résolution spatiale : il faut faire un compromis. De plus, un phénomène de luminescence intervenant après l'arrêt du rayonnement X dans le scintillateur empêche le fonctionnement de ce dispositif en mode radioscopie. Enfin les dispositifs de ce type présentent un faible taux de remplissage (de 50 à 70 %).

Une seconde réalisation consiste à déposer une couche de sélénium amorphe sur le panneau lecture, cette couche de sélénium amorphe convertissant directement le rayonnement X en charges électriques. Le sélénium impose certaines contraintes liées au fait qu'il soit un élément léger. Cette caractéristique lui impose d'être déposé en couche épaisse pour pouvoir arrêter les photons et ceci au détriment de l'efficacité de collection des porteurs de charges. Et ceci nécessite l'application d'une différence de potentiel importante (de l'ordre de grandeur de 10 V/ μ m) pour polariser le détecteur, ce qui est pénalisant pour une utilisation dans le domaine médical.

En conclusion, à ce jour, aucun dispositif n'est en mesure de fonctionner en mode radiographie et en mode radioscopie.

L'invention a pour but de réaliser un 5 dispositif d'imagerie numérique comportant un détecteur bidimensionnel numérique, apte à fonctionner aussi bien en mode radiographie qu'en mode radioscopie, ayant une bonne efficacité de détection et pouvant être réalisé en grande dimension.

10

Exposé de l'invention

La présente invention concerne un dispositif d'imagerie de rayonnement X par exemple de grande taille, caractérisé en ce qu'il comprend au moins une 15 matrice réalisée en matériau semi-conducteur, pour convertir les photons X incidents en charges électriques et comportant des pixels, chaque matrice étant disposée sur un panneau de lecture de charges électriques à base de silicium monocristallin, 20 comprenant une pluralité de dispositifs électroniques, chaque dispositif électronique étant intégré au niveau de chaque pixel de ladite matrice.

Le matériau utilisé pour réaliser la matrice de pixels détecteurs est par exemple du CdTe, du PbI₂, ou 25 du HgI₂.

L'invention concerne donc un dispositif à base de semi-conducteur totalement intégré utilisé en imagerie radiologique permettant de réaliser des images numériques de grandes surfaces (par exemple de 30 20×20 cm² à 40×40 cm²). Ce dispositif présente l'avantage d'être une structure peu bruyante, avec une électronique évoluée lui permettant de fonctionner en mode mixte radiographie/radioscopie avec des rendements de fabrication élevés pour des coûts de fabrication 35 modérés.

L'invention concerne également un procédé de réalisation de ce dispositif d'imagerie, dans lequel on transfère, par phase vapeur, un matériau semi-conducteur dont les propriétés d'évaporation autorisent 5 un dépôt à faible température sur un substrat comportant un circuit à base de silicium monocristallin intégrant les dispositifs électroniques. On utilise une source comportant le matériau semi-conducteur chauffée à une température de l'ordre de 600°C, cette source 10 étant séparée du substrat par une distance comprise entre 1 et 10 mm, la température du substrat étant comprise entre 200°C et 600°C et étant régulée à une température inférieure à celle de la source.

Le procédé de l'invention est compatible avec 15 la technologie du silicium monocristallin utilisée aujourd'hui en micro-électronique, ce qui présente les avantages suivants :

• Bénéficier des développements des filières micro-électroniques standards qui voit le diamètre des 20 lingots de silicium augmenter au fil des ans (de 10 cm en 1980 à 35 cm en 2000) afin de limiter les coûts du détecteur totalement intégré.

• Supprimer les étapes de couplage ou de connectique entre les deux éléments puisqu'une couche 25 détectrice à base de semi-conducteur est déposée directement sur le circuit de lecture à base de silicium monocristallin comprenant une électronique avancée (préamplificateur, amplificateur, filtres...).

• Présenter la qualité cristalline du matériau 30 détecteur par l'utilisation.

Brève description des figures

La figure 1 illustre le dispositif d'imagerie de rayonnement X de l'invention et son procédé de 35 réalisation.

Les figures 2A à 2E illustrent le procédé de réalisation d'un dispositif d'imagerie radiologique selon l'invention.

5 Exposé détaillé de modes de réalisation

La présente invention concerne un dispositif d'imagerie de rayonnement X qui comprend au moins une matrice réalisée en matériau semi-conducteur, pour convertir les photons X incidents en charges électriques et comportant des pixels 11, chaque matrice étant disposée sur un panneau 10 de lecture de charges électriques à base de silicium monocristallin, comprenant une pluralité de dispositifs électroniques, chaque dispositif électronique étant intégré au niveau 10 de chaque pixel 11 de ladite matrice.

Le panneau de lecture de charges, issu par exemple de filières classiques 0,1 µm à 1,25 µm de la micro-électronique (diamètre : quelques dix centimètres) est utilisé comme un substrat sur lequel 20 est déposée la matrice en matériau détecteur à base de semi-conducteur, qui permet de convertir les photons X incidents en charges électriques.

La matrice en matériau semi-conducteur est par exemple déposée par la méthode CSVT à partir d'une source 12 contenant le matériau semi-conducteur 13, dans une enceinte 14 sous atmosphère contrôlée d'un gaz inerte

30 Comme décrit dans le document référencé [2], l'élaboration de couches minces par la méthode CSVT (« Close-Spaced Vapor Transport ») a pour caractéristiques principales d'être facile à mettre en œuvre, peu chère, et utilisable pour la croissance de grandes surfaces.

Dans l'invention la source 12 comportant le 35 matériau semi-conducteur qui peut être massive ou sous

forme de poudre est chauffée à une température T1 de l'ordre de 600°C. Le matériau semi-conducteur utilisé peut être par exemple du CdTe, du PbI₂, ou du HgI₂. Cette source 12 est séparée du substrat 10 par une courte distance qui varie de 1 à 10 mm. La température du substrat est régulée à une température T2 inférieure à celle de la source. Elle varie de 200°C à 600°C selon la nature du semi-conducteur utilisé et la qualité de la couche exigée. Le gradient de température qui est créé permet un transport de matière entre la source 12 et le substrat 10. Les propriétés physiques des semi-conducteurs CdTe, PbI₂ ou HgI₂, associées à l'utilisation d'une méthode CSVT permettent d'imposer au substrat une température (200 à 450°C) compatible à la tenue en température du silicium des dispositifs électroniques.

l'invention associe donc un matériau détecteur à base de semi-conducteur dont la méthode de dépôt permet de réaliser de grandes surfaces (quelques dm²) avec un circuit de lecture développé sur une pleine tranche de silicium monocristalline (de diamètre 10 à 30 cm) intégrant une électronique évoluée et dédiée à la détection du rayonnement X (amplification, filtres et traitements) pouvant être intégrée dans un pixel par exemple de 100 à 200 µm.

On obtient ainsi un dispositif d'imagerie de rayonnement X de grande surface complètement intégré dont les performances en terme de rapport signal/bruit sont considérablement augmentées.

Dans ce dispositif d'imagerie, un dispositif électronique est disposé au plus près de chaque pixel détecteur. De ce fait, les capacités de liaison sont réduites à l'extrême et ceci a pour conséquence une réduction importante du bruit de lecture par rapport aux dispositifs de l'art antérieur.

De plus, l'utilisation de dispositifs électroniques réalisés à partir de silicium monocristallin assure la réalisation d'amplificateur du signal détecté avec une excellente qualité.

5 Enfin, l'association d'un détecteur à faible capacité de liaison avec un dispositif électronique comportant un amplificateur de bonne qualité, confère au dispositif d'imagerie de l'invention un bruit de lecture négligeable, inférieur au bruit du photon,
10 donnant ainsi accès aux images à faibles doses comme celle obtenues en mode radioscopie.

Ainsi, le dispositif d'imagerie de l'invention est apte à fonctionner aussi bien en mode radiographie qu'en mode radioscopie.

15 Chaque dispositif électronique, qui est dédié à la détection et au traitement de la charge déposée dans le matériau semi-conducteur, est un dispositif pouvant intégrer plusieurs fonctionnalités de la détection du rayonnement X. A titre d'exemple, le dispositif de
20 l'invention comporte une électronique évoluée, comme décrite dans le document référencé [3], qui peut être intégrée dans un pixel par exemple de $150 \mu\text{m} \times 150 \mu\text{m}$. Chaque dispositif électronique peut comprendre un circuit de lecture et un circuit d'intégration (qui
25 stocke une quantité d'électrons, qui sera transformée en tension analogique qui sera ensuite numérisée) et/ou un circuit de comptage. Avant ce bloc de base, il est possible d'ajouter des moyens pour éviter de saturer les moyens de lecture, par exemple avec le courant
30 d'obscurité continu qui circule dans le détecteur.

L'invention concerne également le procédé de réalisation d'un tel dispositif d'imagerie. Ce procédé consiste donc comme décrit ci-dessus à transférer, par phase vapeur, un semi-conducteur dont les propriétés
35 d'évaporation autorisent un dépôt à faible température

sur un substrat compatible avec sa tenue en température, substrat qui, dans le cas de la présente invention, est le circuit de lecture à base de silicium monocristallin intégrant l'électronique évoluée.

5

On va à présent considérer successivement deux modes de réalisation du dispositif d'imagerie de l'invention.

Dans un premier mode de réalisation, on utilise 10 un substrat silicium 30 cm et on utilise une électronique réalisée par une filière technologique de 0,1 µm.

La figure 2A illustre une tranche de silicium monocristallin 20 (diamètre 30 cm), la partie silicium 15 monocristallin avec électronique intégrée étant référencée 21. Sur cette figure sont également représentés :

- les plots de pilotage et de commande 22 ;
- les pixels 23 de 100 à 200 µm comprenant une 20 électronique dédiée.

La figure 2B illustre la découpe 25 de 20 cm × 20 cm d'une tranche de silicium monocristallin avec électronique intégrée utilisée comme substrat lors du dépôt d'une couche semi-conductrice par la méthode 25 CSVT.

Les figures 2C et 2D illustrent la couche de semi-conducteur 24 déposée par la méthode CSVT par exemple pour former un élément 25 de 20 cm × 20 cm.

La figure 2E illustre le raboutage de quatre 30 éléments par exemple de 20 cm × 20 cm 25 pour obtenir un détecteur numérique de grande surface dédié à la radiologie, soit une surface (40 cm × 40 cm) conformément à l'exemple choisi.

Un tel mode de réalisation présente les 35 avantages suivants :

- obtention d'un grand champ par assemblage de plusieurs détecteurs ;
 - utilisation de fonctions électroniques très évoluées ;
- 5 - réalisation des dispositifs électroniques par des technologies de micro-électronique standard.

Dans un second mode de réalisation on considère un substrat silicium 15 cm et on utilise une 10 électronique réalisée avec une filière technologique de 1,25 µm. Une électronique réalisée avec ce type de technologie est largement suffisante pour intégrer l'électronique dédiée à la radiologie dans un pixel de 100 µm. Son intérêt se situe dans sa disponibilité 15 immédiate avec des coûts de réalisation réduits. Pour des applications en radioscopie, on peut associer quatre détecteurs de 10 cm × 10 cm afin d'obtenir une surface de détection de 20 cm × 20 cm, surface suffisante pour une application médicale.

REFERENCES

- [1] « Amorphous Semiconductors Usher In Digital X-Ray Imaging » de John Rowlands et Safa Kasap (Physics Today, novembre 1997, pages 24 à 30)
- [2] « Growth Of Semiconductors By The Close-Spaced Vapor Transport Technique : A Review » de G. Perrier, R. Philippe et J.P. Dodelet (J. Mater. Res. 3(5), septembre/octobre 1988, pages 1031 à 1042)
- [3] « Readout For a 64x64 Pixel Matrix With 15-Bit Single Photon Counting » de M. Campbell, E.H.M. Heijne, G. Meddeler, E. Pernigotti et W. Snoeys (Nuclear Science Symposium, Albuquerque, 12 novembre 1997)

REVENDICATIONS

1. Dispositif d'imagerie de rayonnement X, caractérisé en ce qu'il comprend au moins une matrice réalisée en matériau semi-conducteur, pour convertir les photons X incidents en charges électriques et comportant des pixels (11), chaque matrice étant disposée sur un panneau (10) de lecture de charges électriques à base de silicium monocristallin, 10 comprenant une pluralité de dispositifs électroniques, chaque dispositif électronique étant intégré au niveau de chaque pixel (11) de ladite matrice.

2. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel le matériau semi-conducteur utilisé pour 15 réaliser la matrice de pixels détecteurs est du CdTe, HgI₂ ou de PbI₂.

3. Procédé de réalisation du dispositif selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel on dépose, en phase vapeur, un semi-conducteur 20 (13) dont les propriétés d'évaporation permettent un dépôt à faible température, sur un substrat à base de silicium monocristallin intégrant des dispositifs électroniques.

4. Procédé selon la revendication 3, dans 25 lequel on utilise des dispositifs électroniques réalisés par une filière technologique de 1,25 µm.

5. Procédé selon la revendication 3, dans lequel on utilise des dispositifs électroniques réalisés par une filière technologique de 0,1 µm.

30 6. Utilisation du dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 ou 2, en mode radioscopie.

7. Utilisation du dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 ou 2, en mode 35 radiographie.

1 / 2

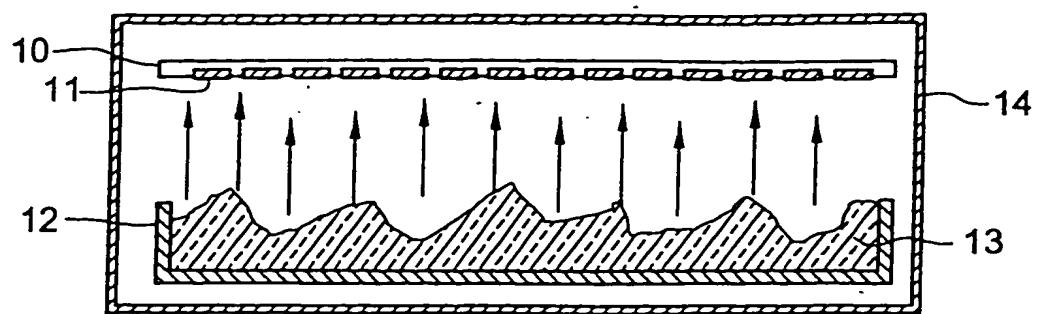


FIG. 1

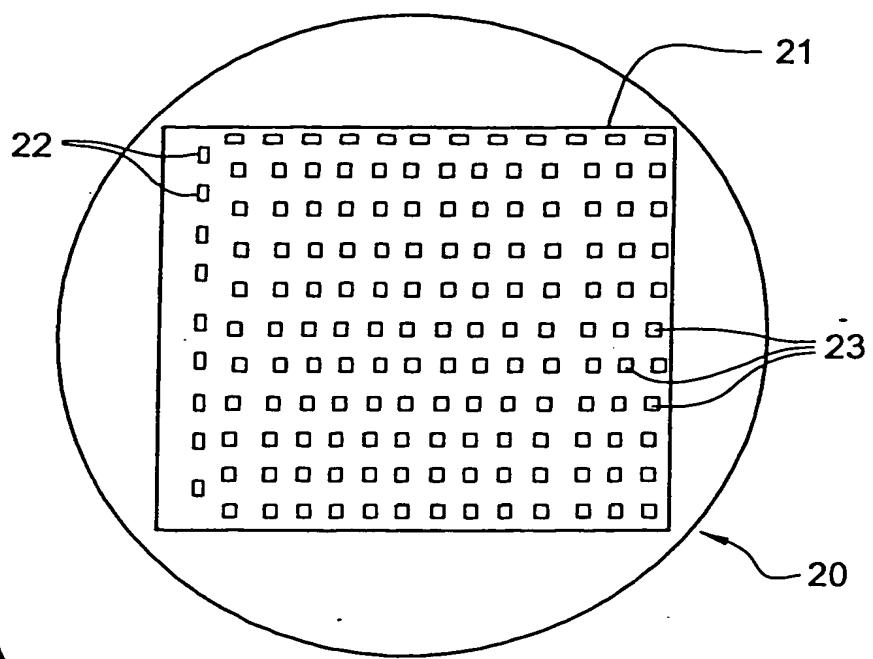


FIG. 2A

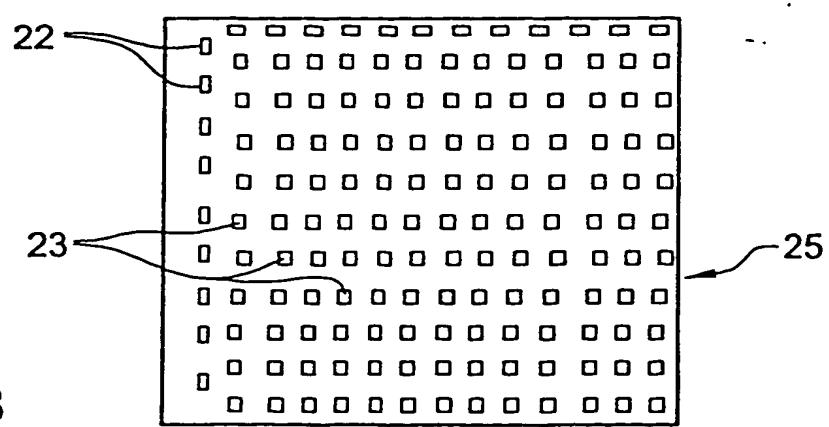


FIG. 2B

2 / 2

FIG. 2C

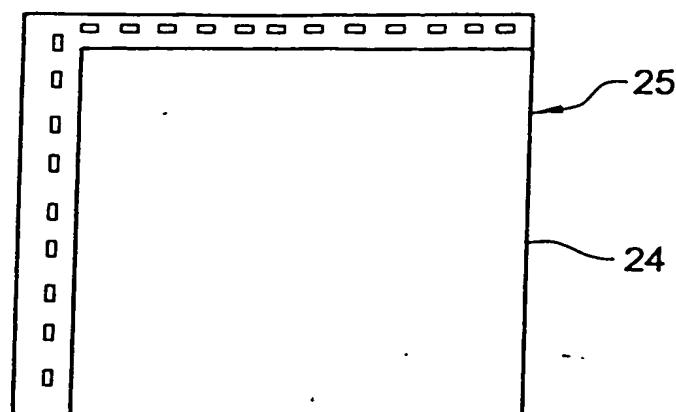


FIG. 2D

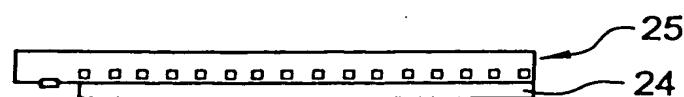


FIG. 2E

